

Our Ref.: 2382-21
TP-US-1334

U.S. PATENT APPLICATION

Inventor(s): Yoshio MACHIDA

Invention: MAGNETIC RESONANCE IMAGING FOR A PLURALITY OF SELECTIVE
REGIONS SET TO OBJECT CONTINUOUSLY MOVED

***NIXON & VANDERHYE P.C.
ATTORNEYS AT LAW
1100 NORTH GLEBE ROAD
8TH FLOOR
ARLINGTON, VIRGINIA 22201-4714
(703) 816-4000
Facsimile (703) 816-4100***

SPECIFICATION

連続的に移動させる被検体を複数の選択領域で撮像する磁気共鳴イメージング

発明の背景

(発明の分野)

本発明は、医用の磁気共鳴イメージング(MRI)装置に係り、とくに、撮像対象である被検体を一方向に連続的に移動させながら、マルチスライス領域など、複数の選択領域を撮像することができる磁気共鳴イメージング装置に関する。

(関連技術)

磁気共鳴イメージング(MRI)は、静磁場の中に置かれた被検体の原子核スピンをそのラーモア周波数の高周波信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生するMR信号を使って画像を再構成するイメージング法である。

近年、この磁気共鳴イメージングの分野において、システムからみて撮像可能な領域よりも広い視野の画像を得るために、被検体を載せた天板を連続的にその長手方向に移動させながら撮像を行う手法が提案されている。例えば、「撮像可能な領域」とは数センチ厚さのスライスであり、それよりも「広い領域」とは例えば腹部の40センチの視野を指す。

このような撮像法の基本的な技術に拠る磁気共鳴イメージング装置は、被検体を移動させながら撮像を行うときに、被検体の撮像したい特定断面(シングルスライス)のスライス方向の位置に応じて選択励起用の高周波励起パルスの搬送周波数を調整する高周波発振器を備えている。

具体的には、磁気共鳴イメージング装置の磁場強度に対応した中心周波数を f_0 、RFパルスの搬送周波数を $f_0 + \Delta f$ とすると、被検体Pの動きに応じて Δf が変更される。一例として、寝台の天板を移動させながらアキシャル像を得ることを想定すると、変更周波数 Δf は、

$$\Delta f = (\gamma \cdot G_s \cdot V \cdot TR) / 2\pi \quad [\text{Hz}]$$

で与えられる。ここで、 γ は磁気回転比、 G_s はスライス方向傾斜磁場パルスの強度[T/m]、 V は天板の移動速度[m/s]、及びTRは繰返し時間[s]である。

これにより、被検体が移動する場合に、選択励起スライスの位置を常に特定断

面に継続して追尾させることができるので、被検体移動に伴ってスルーブットを向上させることができる。

また、上述した撮像法の別の例は、論文「AH Herlihy et al., "Continuous scanning using single shot fast spin echo on a short bore neonatal scanner," ISMRM '98, p.1942」に示されている。この論文記載の撮像法は、シングルショットFSE法において、選択励起の搬送周波数を天板動に連動して制御し、連続撮像する手法である。

このシングルショットFSE法の場合の搬送周波数は、

$$\Delta f_k = \Delta f_0 + (\gamma \cdot G_s \cdot V \cdot ETS * (k + 1/2)) / 2\pi \text{ [Hz]}$$

に基いて制御される。ここで、 Δf_0 は最初の励起用パルスの搬送周波数オフセット、 Δf_k ($k \geq 1$)は第k番目のリフォーカスパルスの搬送周波数オフセット、ETSはエコー間隔[s]である。

上述した従来の、被検体（実際には天板）の連続移動を伴うMR撮像法においては、被検体の動きの方向をスライス選択軸の方向に一致させた場合におけるシングルスライス又はシーケンシャルなマルチスライスの撮像法は示されている。しかしながら、同時に複数のスライスを選択励起して行うマルチスライス撮像は示されていない。さらに、このマルチスライス撮像の1つの変形である、スライス選択軸の方向が被検体の動き方向に対して斜めに設定されときのマルチスライスのオブリーク撮像も示されていない。このように、従来の被検体の連続移動を伴うMR撮像の場合、実際の臨床で頻繁に必要とされるであろう撮像法が確立しておらず、したがって、効率的なデータ収集に拠る迅速な撮像を行うことができないという問題がある。

また、従来の被検体の連続移動を伴うMR撮像の場合、寝台天板（即ち被検体）の一定速の動きに因って、通常、アーチファクトを生じるが、このアーチファクトを低減する具体的な提案はなされていないという問題もある。

発明の要約

本発明は、このような従来の被検体の連続移動を伴うMR撮像法が抱えている状況に鑑みてなされたもので、マルチスライス撮像（マルチスライスのオブリーク

ク撮像を含む）や、被検体の移動に因るアーチファクト低減法など、実際の臨床で極めて有用な機能を発揮する撮像法や画質向上手法を、被検体の連続移動を伴う撮像においても使用可能にすることを、その目的とする。

上記目的を達成させるため、本発明の磁気共鳴イメージング装置は、被検体を連続的に移動させながら当該被検体の複数の領域を順次選択励起してエコーデータを収集するスキャン手段と、このスキャン手段により収集されたエコーデータから画像データを生成する処理手段とを備える。前記スキャン手段は、予め設定した撮像範囲において前記複数の領域が領域毎に順次、選択励起されるように、前記被検体の移動に応じて選択励起される前記複数の領域の位置を移動させる位置移動手段を備える。

好適には、前記撮像範囲は、この磁気共鳴イメージング装置により空間的に固定的に設定されている。また好適には、前記複数の領域はマルチスライスである。前記マルチスライスのスライス選択軸の方向が前記被検体の移動方向に一致していてもよいし、相互に異なってもよい。

更に好適には、前記スキャン手段は、前記マルチスライスの内の移動方向先頭に位置するスライスが前記撮像範囲を超えるとときに、前記マルチスライスの移動方向後尾に別のスライスを当該マルチスライスの一部として追加する手段を有する。

これにより、被検体を連続移動させながら、臨床の場で有用なマルチスライス撮像を行うことができ、データ収集効率を高めることができる。また、マルチスライスのスライス選択軸の方向を被検体の移動方向に対して斜めに設定することができるので、マルチスライス法を変形させた、マルチスライスのオブリーク撮像を行うこともできる。したがって、この連続移動撮像法の高機能化を図り、装置の利便性を高めることができる。

また、「撮像可能な領域」が狭い場合であっても、これよりも「広い領域」を有する臨床部位を高速に撮像でき、且つ、スループットを向上させることができる。

さらに、小形化の観点から磁気共鳴イメージング装置を短軸化させた場合、当然にFOV (Field of View) は長軸タイプの装置よりも小さくなるが、本発

明を適用することで、「撮像可能な領域」よりも広いF O Vを確保することができる。

本発明に係る磁気共鳴イメージング方法も上述したと同等に構成され、同様の作用効果を得ることができる。

また、本発明の磁気共鳴イメージング装置では、上述した構成において、収集されるエコーデータの位相補正を行うようにしてもよい。これにより、被検体が移動することによってスライス内で信号の位相ずれが生じ、これに因るアーチファクトが発生するという事態を防止又は抑制することができる。また、スキャン時に用いるパルスシーケンスにプレバレーションパルスを付随させることができる。これにより、不要な信号抑制などを適宜に行うことができる。

さらに、被検体の移動方向の傾斜磁場の少なくとも一部に1次又は2次以上のグラジエントモーメントナリング用の位相補償パルスを付加してなるパルスシーケンスを用いることもできる。これにより、被検体の移動に伴う信号位相の乱れを補償して、かかる位相乱れを原因とするアーチファクトの発生を防止又は抑制することができる。

また、パルスシーケンスは、被検体の移動方向の傾斜磁場の少なくとも一部がV I P S条件を満たす高速スピネコー系のパルス列で構成してもよい。これにより、被検体の移動に伴う信号位相の乱れを補償して、かかる位相乱れを原因とするアーチファクトの発生を防止又は抑制できるとともに、データ収集時間の長期化を回避できる。

図面の簡単な説明

添付図面において、

図1は、本発明の実施例に係る磁気共鳴イメージング装置の構成の概要を示すブロック図、

図2は、第1の実施例に係るマルチスライス撮像を時間、天板（被検体）移動、及びマルチスライスの選択励起位置の関係で説明する図、

図3は、被検体の移動を伴うマルチスライス撮像に使用可能な、F E法に拠るパルスシーケンスを示すタイミングチャート、

図 4 A～4 D は、マルチスライス撮像における被検体移動、固定の撮像範囲、及びマルチスライスの位置の関係を数点の時間をパラメータにして説明する図、

図 5 A は、第 2 の実施例に係るオブリーク撮像に対比される、オブリーク角＝0 の場合における被検体の移動方向及びスライス選択方向の位置関係を説明する図、

図 5 B は、第 2 の実施例に係るオブリーク撮像における被検体の移動方向及びスライス選択方向の位置関係を説明する図、

図 6 は、図 5 A におけるオブリーク撮像の詳細を示す部分拡大図、

図 7 A は、1 つの変形例に係るプレサチュレーションパルスを併用したときのパルス印加位置を例示する図、及び、

図 7 B は、別の変形例に係るプレサチュレーションパルスを併用したときのパルス印加位置を例示する図、である。

好適な実施例の詳細な説明

以下、本発明の実施例を添付図面に基づき説明する。

(第 1 の実施例)

本発明の第 1 の実施例を説明する。最初に、以下の実施例で共通に用いられる M R I (磁気共鳴イメージング) 装置の概略構成を図 1 に示す。

この M R I 装置は、被検体 P を載せる寝台部と、静磁場を発生させる静磁場発生部と、静磁場に位置情報を付加するための傾斜磁場発生部と、高周波信号を送受信する送受信部と、システム全体のコントロール及び画像再構成を担う制御・演算部と、被検体 P の心時相を表す信号としての E C G 信号を計測する心電計測部とを備えている。

静磁場発生部は、例えば超電導方式の磁石 1 と、この磁石 1 に電流を供給する静磁場電源 2 とを備え、被検体 P が遊挿される円筒状の開口部 (診断用空間) の軸方向 (ここでは、X Y Z 直交座標系の Z 軸方向に一致させている) に静磁場 H_0 を発生させる。なお、この磁石部にはシムコイル 1 4 が設けられている。このシムコイル 1 4 には、後述するホスト計算機の制御下で、シムコイル電源 1 5 から静磁場均一化のための電流が供給される。

寝台部は、寝台 17 を有し、この寝台の天板 17 A には被検体 P が例えば仰向きに寝かせられた状態で載せられる。天板 17 A は、寝台 17 内部の図示しない駆動機構の動作によって、その長手方向（Z 軸方向）に退避自在に移動される。寝台 17 の駆動機構には、後述するホスト計算機から駆動指令が与えられ、この指令に応答して駆動機能が動作する。このため、天板 17 A がその長手方向に矢印図示の如く移動すると、その上の被検体 P も Z 軸方向に連続的に移動され、磁石 1 の開口部に退避可能に挿入される。

傾斜磁場発生部は、磁石 1 に組み込まれた傾斜磁場コイルユニット 3 を備える。この傾斜磁場コイルユニット 3 は、互いに直交する X、Y 及び Z 軸方向の傾斜磁場を発生させるための 3 組（種類）の x、y、z コイル 3 x ~ 3 z を備える。傾斜磁場部はまた、x、y、z コイル 3 x ~ 3 z に電流を供給する傾斜磁場電源 4 を備える。この傾斜磁場電源 4 は、後述するシーケンサ 5 の制御のもと、x、y、z コイル 3 x ~ 3 z に傾斜磁場を発生させるためのパルス電流を供給する。

傾斜磁場電源 4 から x、y、z コイル 3 x ~ 3 z に供給されるパルス電流を制御することにより、物理軸である 3 軸 X、Y、Z 軸方向の傾斜磁場を合成して、互いに直交するスライス方向傾斜磁場 G_s、位相エンコード方向傾斜磁場 G_e、および読出し方向（周波数エンコード方向）傾斜磁場 G_r の各論理軸方向を任意に設定・変更することができる。スライス方向、位相エンコード方向、および読出し方向の各傾斜磁場は、静磁場 H₀ に重畳される。

送受信部は、磁石 1 内の撮影空間にて被検体 P の近傍に配設される RF コイル 7 と、この RF コイル 7 に接続された送信器 8 T 及び受信器 8 R とを備える。この送信器 8 T 及び受信器 8 R は、後述するシーケンサ 5 の制御のもとで動作する。送信器 8 T は、核磁気共鳴（NMR）を励起させるためのラーモア周波数の RF 電流パルスを RF コイル 7 に供給する。受信器 8 R は、RF コイル 7 が受信した MR 信号（高周波信号）を取り込み、これに前置増幅、中間周波変換、位相検波、低周波増幅、フィルタリングなどの各種の信号処理を施した後、A/D 変換して MR 信号のデジタル量の前データ（生データ）を生成する。

さらに、制御・演算部は、シーケンサ（シーケンスコントローラとも呼ばれる）5、ホスト計算機 6、演算ユニット 10、記憶ユニット 11、表示器 12、お

よび入力器 13 を備える。この内、ホスト計算機 6 は、後述するように種々の態様に基づく、予め記憶したソフトウェア手順により、シーケンサ 5 にパルスシーケンス情報を指令するとともに、寝台 17 を含めた装置全体の動作を統括する機能を有する。

シーケンサ 5 は、CPU およびメモリを備えており、ホスト計算機 6 から送られてきたパルスシーケンス情報を記憶し、この情報にしたがって傾斜磁場電源 4、送信器 8 T、受信器 8 R の動作を制御するとともに、受信器 8 R が出力した MR 信号のデジタルデータを一旦入力し、これを演算ユニット 10 に転送するように構成されている。ここで、パルスシーケンス情報とは、一連のパルスシーケンスにしたがって傾斜磁場電源 4、送信器 8 T および受信器 8 R を動作させるために必要な全ての情報であり、例えば x 、 y 、 z コイル 3 $x \sim 3 z$ に印加するパルス電流の強度、印加時間、印加タイミングなどに関する情報を含む。

なお、ホスト計算機 6、シーケンサ 5、傾斜磁場電源 4、傾斜磁場コイル 3、静磁場磁石 1、送信器 8 T、受信器 8 R、及び寝台 17（天板 17 A）は、本発明の構成要素であるスキャン手段の主要部を成す。また、シーケンサ 5、RF コイル 7、及び受信器 8 R は本発明の構成要素の 1 つである収集手段の主要部を成す。

また、演算ユニット 10 は、受信器 8 R が出力したデジタル量 of 原データをシーケンサ 5 を通して入力し、その内部メモリ上のフーリエ空間（ k 空間または周波数空間とも呼ばれる）に原データを配置し、この原データを各組毎に 2 次元または 3 次元のフーリエ変換に付して実空間の画像データに再構成する。演算ユニット 10 は、更に、画像に関するデータの合成処理、差分演算処理などを行うことが可能にもなっている。

記憶ユニット 11 はメモリを有し、再構成された画像データのみならず、上述の合成処理や差分処理が施された画像データを保管することができる。また、記憶ユニットは、記録媒体として、この MR 撮像で用いられるパルスシーケンスをプログラムデータの形態で記録され且つコンピュータで読み取り可能な ROM や RAM（図示せず）を備える。

表示器 12 は画像を表示する。また入力器 13 を介して、術者が希望する撮影

条件、パルスシーケンス、画像合成や差分演算に関する情報をホスト計算機6に入力できる。

さらに、心電計測部は、被検体の体表に付着させてECG信号を電気信号として検出するECGセンサ18と、このセンサ信号にデジタル化処理を含む各種の処理を施してホスト計算機6およびシーケンサ5に出力するECGユニット19とを備える。この心電計測部による計測信号を用いると、ECGゲート法（心電同期法）による同期タイミングを適切に設定でき、この同期タイミングに基づくECGゲート法のイメージングスキャンを行ってデータ収集できるようになっている。

続いて、図2～4を参照して、この磁気共鳴イメージング装置により実行されるマルチスライス法の原理を撮像動作と伴に説明する。

図2は、マルチスライス枚数＝3とし且つ天板、すなわち被検体をその体軸（Z軸）方向に沿って連続的に移動させながら実施するマルチスライス法の原理を、被検体の動きの方向とスライス選択方向とが一致している場合について説明している。

マルチスライスのデータ収集はFE法に拠り行われる。各スライスに対して実行されるFE（グラジエントフィールドエコー）法に拠るパルスシーケンスは、図3に示す如く設定されている。つまり、各スライスの1回の選択励起より1個のエコーが収集され、このエコー収集が位相エンコード方向のマトリクス数分繰り返される方式になっている。

このパルスシーケンスの情報はホストコンピュータ6からシーケンサ5に渡される。シーケンサ5は、この情報に基づき、1つのスライスに対する励起後、データ収集までの間に他のスライスを励起するというマルチスライス法のスキャンを傾斜磁場電源4、送信器8T、受信器8Rに指示する。これに並行して、ホスト計算機6は寝台17に天板移動の制御信号を送る。これにより、撮像開始にタイミングを合せて、天板17Aがその反手方向（Z軸方向）に沿って磁石1の撮像空間に撮像部位（例えば被検体の腹部）が徐々に入り込むように所定速度で連続的に移動させられる。このため、被検体Pを移動させながら、マルチスライス撮像が実行される。

図2において、左から右に向かう方向が時間軸方向、同図の下から上に向かう方向が天板の移動方向を示す。なお、説明を分かり易くするため、いわゆるマルチスライス枚数=3とする。同図に示す小さな長方形は選択励起位置を示し、ある時間にある空間領域が選択励起されることを表している。

具体的には、被検体Pの移動に伴って、装置側が想定した撮像範囲Dに、被検体Pの撮像したい範囲（例えば腹部）が順次入ってくる。想定撮像範囲Dは、静磁場の均一領域や、RFコイルの感度領域から決まる場合もあるし、所定の時間で所望のコントラストを得るための繰返し時間TRなどの撮像パラメータの制約から決まる場合もある。この移動に対応して、シーケンサ5は所定タイミングでマルチスキャン法に拠るスキャンをFE法の元で開始する（図2、 $t=t_0$ 参照）。これにより、撮像範囲D内に位置する所定スライス $ns=3$ がその時点での移動位置を加味して選択励起され、次いで同範囲D内に位置する1つ置き of 別のスライス $ns=1$ がその時点での移動位置を加味して選択励起され、次いで同範囲D内に位置する残りのスライス $ns=2$ がその時点での移動位置を加味して選択励起される（ $t=t_1$ 参照）。これらの励起に応じて、夫々、ある位相エンコード量に対するエコーが収集される。

これが終わると、再び、最初の所定スライス $ns=3$ に戻って選択励起される。このとき、スライス $ns=3$ は最初の時点に比べて、被検体移動に因り、位置が移動しているので、選択励起RFパルスの搬送周波数 f のオフセット量 Δf が変更される。この変更量は、励起時点のスライス $ns=3$ の位置が、被検体にとって予め決めた固定の所望スライス位置に常に追従するように制御される。天板17Aの移動速度は所定値に予め決めてあるので、この既知の速度がかかる変更制御に用いられる。

同様に、それぞれ1回、既に選択励起している他のスライス $ns=2, 1$ についても追随した選択励起が順に実行される。

以下、同様のスキャンを繰り返していく中で、時刻 $t=t_2$ において被検体の移動方向出側に位置していたスライス $ns=1$ が撮像範囲Dの出側先頭に位置して選択励起される。このとき、他のスライス $ns=2, 3$ は、装置側から見た固定の撮像範囲Dの先頭位置までは未だ距離を残している。

そこで、先頭に位置していたスライス $ns = 1$ は、その次の選択励起タイミング ($t = t_4$) においては撮像範囲 D からはみ出してしまいうために励起できない。このため、かかるタイミング ($t = t_4$) において、撮像範囲 D の入り側先頭に、新しいスライス $ns = 4$ が選択励起される。勿論、他のスライスについても同様で、例えばスライス $ns = 2$ が出側先頭位置で選択励起された後は、入り側に新しく選択励起される別のスライス $ns = 5$ が生成される ($t = t_6$)。

つまり、撮像範囲 D の出口側まで端のスライスが到達すると同時に反対側で新規のスライスのデータ収集が始まるように、撮像パラメータや天板の移動速度の整合をとり、全体として所定のマルチスライス枚数が維持されるようにする。

図 4 A ~ 4 D に、図 2 の横軸時間の数点 t_1 、 t_3 、 t_4 、 t_6 における、撮像範囲 D 、被検体 P の体軸方向への移動、及び選択励起されるマルチスライスの位置関係を模式的に例示する。撮像範囲 D 内ではほぼ同時に選択励起されるマルチスライス枚数は 3 に維持されるが、その 3 枚のスライスは被検体 P の移動と共に、被検体から見ると同一位置が励起されるようにその位置を追尾する状態で、従って、撮像装置である MRI 側から見ると、天板の移動方向と同一の方向に順次移動していくように、3 枚のスライスの位置は夫々更新される。

図 2 において、時間軸方向及び天板移動方向を上述のように採っているので、右上がりの矢印は被検体 P からみると選択励起位置が常に一定の位置になるように、すなわち、同一スライスを追尾しながらデータ収集がなされることを示している。この撮像範囲 D の入口側から出口側までの追尾期間の間に、各スライスに対して、位相エンコード量を $-NE/2 \sim NE/2$ まで、任意の位相エンコード順の元に変化させながらデータ収集が行われ、画像再構成に必要な一連のデータの組が収集される。つまり、装置からみたときに位置的に固定された撮像範囲 D を被検体 P が移動する間に、各スライスに対して位相エンコード量が必要な分だけ変更され、これに応じたデータが全て収集される。

図 2 に示す如く、あるスライスに隣接するスライスについては、およそ、 $TD = TR \cdot NE / MS$ (ここでは $MS = 3$) だけ遅れてデータ収集が開始され、 TD だけ遅れてそのデータ収集が完了するように設定されている。これにより、スキャン中の全ての時刻において、枚数 MS の「マルチスライス法」を維持しながら

ら、任意の総スライス枚数分のデータ収集を行うことができる。

このように、マルチスライスそれぞれのスライスに対する選択励起パルスの搬送周波数を寝台天板の動きに運動して変化させることにより、天板を一定速度で動かしながら、先に述べた理由に基いて想定した撮像範囲（例えば15cm）よりも大きな被検体領域（例えば腹部の40cm）からMRデータを収集することができるとともに、マルチスライス法に拠るMR撮像固有の効率的なデータ収集を活かすことができる。従って、かかるマルチスライス撮像を所定時間の間、実施することで、撮像範囲Dよりも広い視野が必要な例えば下腹部全体に対するスキャンがスピーディに行われる。

ここで、上述の如く行われる、被検体Pを移動させながら行われるマルチスライス法に拠るMR撮像について、そのデータ収集条件を定量的に表すこととする。まず、

MS：マルチスライス枚数

NE：位相エンコード方向のマトリクスサイズ

TR：繰返し時間

TS (= TR · NE)：スキャン時間（各スライスのデータ収集に必要な時間）

ns：スライスの通し番号（0～NS：NS>MS）

ne：位相エンコード番号（-NE/2～NE/2-1）

D：装置側からみた被検体移動方向の撮像範囲の幅

SI：スライス間隔（=スライス厚ST+スライスギャップSG）

$\Delta f(ns, ne)$ ：選択励起RFパルスの搬送周波数のオフセット（スライス番号、位相エンコード番号）

とすると、

$$\text{天板の速度 } V = D / TS \quad [m/s]$$

$$\text{スライス間隔 } SI = D / MS \quad [m]$$

の関係が成り立つように条件設定される。このとき、第nスライスのスライス中心 $d(n, t)$ は、時間 t について、

$$d(n, t) = V \cdot t - n \cdot SI \quad [m]$$

に在るものとしても一般性は維持される。

そこで、一般に、

$$n_s = MS \cdot n_{s1} + n_{s2} \quad (0 \leq n_{s2} < MS)$$

としたとき、各スライスのデータ収集タイミング $T(n_s, n_e)$ 、及び、搬送周波数のオフセット $\Delta f(n_s, n_e)$ は、

$$T(ns, ne) = TS \cdot ns + TR \cdot \text{int}(NE \cdot ns^2 / MS) + TR \cdot (ns^2 / MS) \quad [s]$$

及び

$$\Delta f(n_s, n_e) = (\gamma \cdot G_s \cdot d(n, T(n_s, n_e))) / 2\pi \quad [\text{Hz}]$$

(ここで、 int は整数部分を表す記号、データ収集タイミング $T(ns, ne)$ の最後の項「 $TR \cdot (ns^2/MS)$ 」はマルチスライスの MS 枚を時間的に均等に配分するための項である。)

で表されるように設定することにより、図2に示した如く、マルチスライスをほぼ均一に順繰りに更新していく収集することができる。

マルチスライスの通し番号の最大値 NS がスライス枚数 MS よりも十分に大きいほど、天板を連続送りできるため、全体としては更に効率良くスキャンを行うことができる。

なお、図 2 に示す如く、撮像の最初と最後における「 $NS-1$ 」枚分までのデータ収集は、 MS 枚の完全なマルチスライスモードにならない（図 2 おける点線で囲んだ部分 F は、撮像の最初における「 $NS-1$ 」枚分までのデータ収集を示す）。この最初と最後の部分の「 $NS-1$ 」枚分のデータを合せて画像に再構成してもよいが、 MT (Magnetization Transfer) 効果などを一定にするため、パルスシーケンスとしては実行するが、画像化せずに、かかる最初と最後の部分のデータは破棄するようにしてもよい。

また、本実施例のマルチスライス法において、MS枚のマルチスライスにならない最初の部分（図2の点線部分F）の励起に対しては、データ収集は実際には実行せずに、この最初の部分以降の励起に対して実際にデータ収集を行うようにすることも好適である。

さらに、上述した実施例にあつては説明の煩雑化を避けるため、このマルチスライス撮像に使用するパルスシーケンスは、最も基本的なFE法（図3参照）のパルス列であるとして説明してきた。しかし、このパルスシーケンスはマルチエコータイプのシーケンスであってもよい。EPI（エコープランナーイメージング）系のシーケンスのように、マルチエコー収集であれば、位相エンコード方向のマトリクスサイズをマルチエコー数で除した値分だけデータ収集時間を短縮することができる。高画速スピネエコーなどのように、RFパルスを複数個の用いるマルチエコー収集の場合、それら全てのRFパルスの搬送周波数のオフセット量を、例えば前述のAH Herlihyによる論文に開示された手法の如く、被検体、すなわち各スライスの移動位置に連動して変更するように構成すればよい。

（第2の実施例）

続いて、図5、6を参照して、本発明の第2の実施例に係る磁気共鳴イメージング装置を説明する。なお、この装置のハードウェアは、前述した図1に記載のものと同等に構成されている。

上述した第1の実施例は、被検体の移動方向とスライス選択方向とが同一の場合について説明したが、この第2の実施例は、その両方向が一致しない、いわゆるオブリーク撮像（スキャン）と呼ばれる撮像法について説明する。このオブリーク撮像は、実際の臨床の場において、例えば被検体（患者）のOMラインの方向に断面を合わせて行われる。

この実施例に係るオブリーク撮像では、被検体Pの移動方向とスライス選択方向との幾何学的関係に対応して選択励起の搬送周波数を設定するようにスキャン条件が設定されている。

具体的には、オブリーク撮像では、図5Bに示すように、被検体の移動方向Mとスライス選択方向Nが表される。図5Aはその両方向M、Nが一致している、第1の実施例で説明した状況を参考用に示す。先に第1の実施例の中で詳述した天板の移動速度Vと搬送周波数のオフセット Δf との関係は、より正確に説明すると、スライス方向への被検体の移動速度 V' と搬送周波数のオフセット Δf との関係になる。 V' とVは、 $V' = V \cdot \sin \theta$ の関係にある。ここで、図5A及び

図5Bに示す如く、被検体の移動方向Mを表す単位ベクトルを E_p と、スライス選択方向Nを表す単位ベクトルを E_s と表すとき、 $I E = [E_p, E_s]$ であり、単位ベクトル間の内積を表す。従って、「 $V \cdot I E$ 」を改めて V と表し、前述と同じ関係を満たすように種々の撮像パラメータを設定して実行する。搬送周波数のオフセット Δf もこれに従って与えられ、その設定は、ホスト計算機6又はシーケンサ5により、スキャン前に与えられたスキャン条件から自動的に演算され、「中心周波数 f_0 + オフセット周波数 Δf 」の搬送波が送信されるように、シーケンサ5から送信器8Tに指令が出される。

搬送周波数のオフセット Δf をこのように設定することで、被検体 P の移動に伴うオブリークスライスの位置変化を自動的に追尾し、常に、このスライスを選択励起することができる。

ところで、図 6 に示す如く、磁石 1 に挟む静磁場の磁場中心を辿らないスライスについては、そのスライスの「磁場的な中心 C_m 」と「実空間における中心 C_r 」との間にずれが生じる。通常の撮像である、被検体が静止している場合、データ収集中のこのようなずれは一定値となるので、再構成画像の中心が「磁場的な中心 C_m 」の方になるだけであり、その影響は少なく、且つ、例えば米国特許第 5, 084, 818 号記載の手法に拠り、必要に応じて補正処理することができる。

しかしながら、本実施例のように被検体が移動する場合は勝手に違って、各位相エンコード毎に矛盾したデータ収集が行われるので、位相補正が必要である。このため、本実施例の演算ユニット１０では、この位相補正を以下の要領で実施するように構成されている。このため、演算ユニット１０は本発明の構成要素の一部である位相補正手段及び再構成手段を機能的に有する。

この位相補正は、スライスの実空間での中心位置 C_r において磁化スピンの位相が回らないように位相を合わせるものである。図 6 に示す如く、磁場の中心 C_m から実空間での中心 C_r に向かうベクトルを C とする。このベクトル C は位相エンコード方向の単位ベクトル E_e と読出し方向のベクトル E_r とが存在する面に含まれる。傾斜磁場に拠る位相エンコード量を k 空間上で $K = (k_r, k_e)$ としたとき、実空間での中心 C_r における位相は、

$$\exp(2\pi i [K, C])$$

となるので、

$$\exp(-2\pi i [K, C])$$

をデータに乗じる位相補正が行われる。

これにより、被検体を移動させながらオブリーク撮像を行う場合でも、移動しているが故に生じていた収集毎の位相上の矛盾が確実に排除された状態でMR信号が収集される。従って、スピン位相が正しいデータに基いて、通常の再構成処理により、高画質のMR画像が得られる。

(その他の実施例)

上述した第1及び第2の実施例のマルチスライス撮像及びオブリーク撮像については、更に、以下のように変形して実施することができる。

(変形例1)

上述のマルチスライス撮像及びオブリーク撮像は、各種のプリパルス(preparation pulse)を併用することができる。図7A及び図7Bには、マルチスライス撮像において、3枚のマルチスライスそれぞれを1回ずつ選択励起する毎に、プリパルスとしてのプレサチュレーションパルスを印加することができる。このプレサチュレーションパルスの情報は、予めパルスシーケンスに組み込まれている。このため、パルスシーケンス情報を受け取ったシーケンサ5がプレサチュレーションパルス情報に応じて送信器8T及び傾斜磁場電源4を駆動させることにより、プレサチュレーションパルスが印加される。このプレサチュレーションパルスは、現在スキャンしているマルチスライスに相当に密着した空間位置を励起する必要があるため、図7Aに示す如く、被検体移動に応じてプレサチュレーションパルスの印加位置も変えている。

一方、プリパルスに要求される特性は撮像対象によっても異なる。本撮影部分であるマルチスライスとプレサチュレーション領域とを特に密着させる要請が無い場合、図7Bに示す如く、プレサチュレーション領域はマルチスライス移動に関わらず、どのスライスとも干渉しない程度に離間させた位置に固定してもよい。

(変形例2)

別の変形例は、動きに因るMR信号の位相の乱れを補償するグラジエントモーメントナリング (GMN: MRIの分野において、このグラジエントモーメントナリングはリフェーズ、フローリフェーズ、又はフローコンベンションなどとも呼ばれる) の併用に関する。

天板を一定速度で移動させることにより被検体も移動するが、この状態は、被検体全体がフローに拠る1次モーメント (速度モーメント) の影響を受けていると考えられる。このため、上述した第1、第2の実施例で使用するパルスシーケンスの、被検体移動方向に相当するスライス方向傾斜磁場に、1次又は2次以上のグラジエントモーメントナリングのための位相補償パルスが組み込まれる。なお、オブリーク撮像の場合、読出し方向や位相エンコード方向のグラジエントモーメントナリングを組み込んでもよい。

これにより、被検体がスキャン中に一定速度で移動した場合でも、この移動に因る信号位相の乱れは発生しないため、かかる位相乱れに因るアーチファクトの発生を排除して、高画質のMR像を提供することができる。

(変形例3)

上述したグラジエントモーメントナリングの技法によれば、位相補償パルスを追加的に印加する構成が必要になるので、傾斜磁場の印加時間が増大してしまうため、必ずしもオールマイティに使用できる訳では無い。

そこで、前述の第1、第2の実施例で説明した撮像法に使用するパルスシーケンスがRFリフォーカスパルスを用いた高速SE法のシーケンスである場合、被検体の移動方向にVIP S (Velocity Independent Phase-shift Stabilization) 法を満たすように構成する変形例を提供できる。

このVIP S法は、例えば論文「Proc.Intl.Soc.Magn.Reson.Med.第7回 (1999)、第1910頁」により知られているように、例えば高速SE法のパルスシーケンスに拠るスピネコーの振舞いをスピン位相の面から規定したもので、「 $\phi/2$ 条件」を満足させる撮像法である。

これにより、グラジエントモーメントナリングのような位相補償パルスを追加しなくても済むので、良好なデータ収集効率を保持した状態で、前述したマルチ

スライス撮像やオブリーク撮像を実行することができ、前述した各種の優位性を享受することができる。

以上説明したように、実施例に係る磁気共鳴イメージング装置によれば、マルチスライス撮像（マルチスライスのオブリーク撮像を含む）や被検体の動きに因るアーチファクト低減法など、実際の臨床で極めて有用な機能を発揮する撮像法や画質向上手法を、被検体の連続移動を伴う撮像においても使用できる。このため、この移動撮像法の高機能化を図るとともに、撮像可能な領域が狭い場合であっても、これよりも大きな領域の臨床部位を高速に撮像でき、且つ、スループットを向上させることができる。

なお、本発明は前述した実施例のものに限定されることなく、請求項記載の発明の要旨を逸脱しない範囲で適宜に変形可能である。

特許請求の範囲

1. 被検体を連続的に移動させながら当該被検体の複数の領域を順次選択励起してエコーデータを集めるスキャン手段と、このスキャン手段により収集されたエコーデータから画像データを生成する処理手段とを備え、

前記スキャン手段は、予め設定した撮像範囲において前記複数の領域が領域毎に順次、選択励起されるように、前記被検体の移動に応じて選択励起される前記複数の領域の位置を移動させる位置移動手段を備えた磁気共鳴イメージング装置

。

2. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記撮像範囲は、この磁気共鳴イメージング装置により空間的に固定的に設定されている磁気共鳴イメージング装置。

3. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記スキャン手段は、前記被検体を載せた天板を、その長手方向に移動させる機構とを有する寝台を含む磁気共鳴イメージング装置。

4. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記複数の領域はマルチスライスである磁気共鳴イメージング装置。

5. 請求項4に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記マルチスライスのスライス選択軸の方向が前記被検体の移動方向に一致している磁気共鳴イメージング装置。

6. 請求項4に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記マルチスライスのスライス選択軸の方向と前記被検体の移動方向とが異なる磁気共鳴イメージング装置。

7. 請求項4に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記スキャン手段は、前記マルチスライスの内の移動方向先頭に位置するスライスが前記撮像範囲を超えるとときに、前記マルチスライスの移動方向後尾に別のスライスを当該マルチスライスの一部として追加する手段を有する磁気共鳴イメージング装置。

8. 請求項4に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記位置移動手段は、前記マルチスライスに対する前記選択励起のRFパルスの搬送周波数をスライス毎に変更する手段である磁気共鳴イメージング装置。

9. 請求項6に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記位置移動手段は、前記選択励起を行うRFパルスの搬送周波数を前記被検体の移動方向と前記スライス選択方向との幾何学的関係に対応して変更する手段である磁気共鳴イメージング装置。

10. 請求項6に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記スキャン手段は、前記選択励起されたスライスからエコーデータを収集する収集手段を備える一方で、

前記処理手段は、前記被検体の位置と傾斜磁場の方向との幾何学的関係に基づいて前記収集手段により収集されたエコーデータの位相を補正する位相補正手段と、この位相補正手段により位相補正されたエコーデータをMR画像に再構成する再構成手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置。

11. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記スキャン手段は、前記被検体への印加位置を前記複数の領域の移動に連動させたプレパレーションパルスを含むパルスシーケンスを用いて前記複数の領域を順次、選択励起する手段を有する磁気共鳴イメージング装置。

12. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記スキャン手段は、前記被検体の移動方向に印加される傾斜磁場の少なくとも

も一部に1次又は2次以上のグラジェントモーメントナリング用の位相補償パルスを付加したパルスシーケンスを用いて前記複数の領域を順次、選択励起する手段を有する磁気共鳴イメージング装置。

13. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記スキャン手段は、前記被検体の移動方向に印加される傾斜磁場の少なくとも一部がVIP S条件を満たす高速スピネコー系のパルスシーケンスを用いて前記複数の領域を順次、選択励起する手段を有する磁気共鳴イメージング装置。

14. 被検体を連続的に移動させながら当該被検体を撮像する磁気共鳴イメージング方法において、

予め設定した撮像範囲において前記被検体の複数の領域が領域毎に順次、選択励起し、前記被検体の移動に応じて選択励起される前記複数の領域の位置を前記撮像範囲において移動させる磁気共鳴イメージング方法。

15. 請求項14に記載の磁気共鳴イメージング方法において、

前記撮像範囲は、磁気共鳴イメージング装置により空間的に固定的に設定されている磁気共鳴イメージング方法。

16. 請求項14に記載の磁気共鳴イメージング方法において、

前記複数の領域はマルチスライスである磁気共鳴イメージング方法。

17. 請求項16に記載の磁気共鳴イメージング方法において、

前記マルチスライスのスライス選択軸の方向が前記被検体の移動方向に一致している磁気共鳴イメージング方法。

18. 請求項16に記載の磁気共鳴イメージング方法において、

前記マルチスライスのスライス選択軸の方向と前記被検体の移動方向とが異なる磁気共鳴イメージング方法。

19. 請求項16に記載の磁気共鳴イメージング方法において、

前記マルチスライスの内の移動方向先頭に位置するスライスが前記撮像範囲を超えるときに、前記マルチスライスの移動方向後尾に別のスライスを当該マルチスライスの一部として追加する磁気共鳴イメージング方法。

[illegible]

—